

Requested Patent: DE2259787A1
Title: ARTIFICIAL KIDNEY AND A METHOD OF ULTRAFILTERING A LIQUID ;
Abstracted Patent: US3939069 ;
Publication Date: 1976-02-17 ;
Inventor(s): GRANGER ALAIN; SAUSSE ANDRE ;
Applicant(s): RHONE POULENC TEXTILE ;
Application Number: US19720312515 19721206 ;
Priority Number(s): FR19710043720 19711206 ;
IPC Classification: B01D31/00 ; B01D13/00 ;

Equivalents:

AR197389, AT1037672, AT346458B, AU4973272, BE792314, CA1007992,
CH565561, DD100878, DK139610B, DK139610C, FI60502B, FI60502C,
FR2163906, GB1417570, HU167660, IL40993, IN139407, IT971645, JP1145387C,
JP48076393, JP56041252B, LU66604, NL168420B, NL168420C, NL7216135,
NO132892B, NO132892C, SE394080, ZA7208611

ABSTRACT:

A method of ultrafiltration and an artificial kidney therefor, in which a membrane which is capable of simultaneous ultrafiltration and dialysis of blood is arranged to form a portion of the wall of a constant volume, closed loop vessel. A dialysis liquid is circulated in the vessel, while blood is passed on the opposite face of the membrane, and a fraction of the dialysis liquid is withdrawn from the vessel at a predetermined rate. The remainder of the dialysis liquid is kept at a constant temperature and is regenerated.

51

Int. Cl.:

A 61 m, 1/03

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES PATENTAMT



52

Deutsche Kl.: 30 k, 1/02

Behörden

10

11

21

22

43

Offenlegungsschrift 2 259 787

Aktenzeichen: P 22 59 787.1

Anmeldetag: 6. Dezember 1972

Offenlegungstag: 19. Juli 1973

Ausstellungspriorität: —

Unionspriorität

52

Datum: 6. Dezember 1971

Land: Frankreich

51

Aktenzeichen: 7143720

54

Bezeichnung: Künstliche Niere mit Membran

61

Zusatz zu: —

62

Ausscheidung aus: —

71

Anmelder: Rhone-Poulenc S. A., Paris

Vertreter gem. § 16 PatG: Zumstein sen., F., Dr.; Assmann, E., Dr.; Koenigsberger, R., Dr.; Holzbauer, R., Dipl.-Phys.; Zumstein jun., F., Dr.; Patentanwälte, 8000 München

72

Als Erfinder benannt: Granger, Alain, Lesigny, Seine et Marne; Sausse, Andre, Sceaux, Hauts de Seine (Frankreich)

ORIGINAL INSPECTED

2259787

Seiten 1 und 2 eingegangen am 26.4.73

P 22 59 787.1

SC 3997

RHONE-POULENC S.A., Paris, Frankreich

Künstliche Niere mit Membran.

Die vorliegende Erfindung betrifft eine künstliche Niere bzw. eine Vorrichtung zur Durchführung von Hämodialysebehandlungen mit genauer Einstellung des Ultrafiltrationsdurchsatzes.

Die Patienten, deren Nierenfunktionen teilweise oder vollständig ausgefallen sind, werden üblicherweise von Zeit zu Zeit Hämodialysebehandlungen unterzogen. Bei jeder Behandlung muss man durch Ultrafiltration durch die Dialysemembran sehr genaue Wassermengen abziehen, um eine Hypertension oder selbst die Bildung von Ödemen zu vermeiden. Der Allgemeinzustand des Patienten hängt von der entnommenen Wassermenge ab.

Im Verlaufe einer Hämodialysebehandlung zieht man nun Wasser ab, indem man den Wert des Unterdrucks der Dialyseflüssigkeit einstellt. Da das Ultrafiltrat mit der Dialyseflüssigkeit abgezogen wird, kennt man im allgemeinen im Verlaufe der Dialyse die tatsächlich abgezogene Wassermenge nicht.

Diese hängt von zahlreichen anderen Faktoren ab, wie beispielsweise der Zusammensetzung des Bluts, die im Verlaufe der Hämodialyse variabel ist, der Genauigkeit, mit der man den Druck des Bluts und der Dialyseflüssigkeit an der Stelle der Membran kennt, der Art der Membran und deren Grad an Verstopfung, die umso unregel-

BAD ORIGINAL

309829/0749

mässiger ist, je höhere Ultrafiltrationsgrade die Membran ermöglicht. So führen die derzeitigen Hämodialysetechniken paradoxerweise zu umso unsichereren Ergebnissen, je bessere Ultrafiltrationseigenschaften die Membranen aufweisen.

Natürlich kann man nachträglich Korrekturen vornehmen, doch dürfen diese nicht zu rasch vorgenommen werden, um das Zellmedium nicht aus dem Gleichgewicht zu bringen. Es besteht somit ein Interesse, ein Ultrafiltrationsprogramm vor der Hämodialysebehandlung aufstellen zu können, statt nachträglich Korrekturen durchzuführen.

Andererseits können die modernen Membranen zu sehr hohen Ultrafiltratdurchsätzen führen, insbesondere bei der Behandlung von Kindern. Es ist dann erforderlich, diese Durchsätze auf annehmbare Werte herabzusetzen und in gewissen Fällen sogar jegliche Ultrafiltration zu unterdrücken.

Die vorliegende Erfindung schafft eine einfache und sichere Vorrichtung, um vorbestimmte Ultrafiltrationsdurchsätze im Verlaufe einer Hämodialysebehandlung zu erhalten, um den Patienten fortschreitend und mit Genauigkeit auf sein Körpergewicht am Ende jeder Behandlung zu bringen. Durch die Erfindung wird es ermöglicht, die Kapazitäten von Dialysemembranen besser zu verwerten, die erhöhte Ultrafiltrationsgrade bieten.

Die Erfindung betrifft eine künstliche Niere mit Membran zur genauen Einstellung des Ultrafiltratdurchsatzes mit einer geschlossenen ersten Kammer zum Blutdurchsatz, die von einer zweiten Kammer durch eine Membran getrennt ist, die dadurch gekennzeichnet ist, daß die zweite Kammer den Teil eines geschlossenen Kreises mit konstantem Volumen in Verbindung mit einer Extraktionspumpe und Einrichtungen zur Steuerung des Durchsatzes des flüssigen Extraktes des Kreises bildet.

Die abgezogene Flüssigkeit wird gleichzeitig durch ein gleiches Volumen Blutultrafiltrat durch die Membran hindurch ersetzt.

Zur Vereinfachung wird mit dem Ausdruck "Dialyseflüssigkeit" im folgenden die Flüssigkeit bezeichnet, die in der Kammer enthalten ist, wobei bemerkt sei, dass diese Flüssigkeit wachsende Mengen an Ultrafiltrat im Verlaufe einer Behandlung enthalten kann. Der Mengenanteil an Ultrafiltrat bleibt im allgemeinen gering und macht maximal einige Vol.-% aus.

Es ist nicht erforderlich, das Gas (beispielsweise Luft) aus der Kammer vollständig zu entfernen, wenn das Volumen des restlichen Gases die Ansprechzeit der Vorrichtung nicht über annehmbare Grenzen verlängert. Ein Gasrückstand mit einem Volumen unter 500 cm^3 und vorzugsweise unter 200 cm^3 kann toleriert werden.

Der Druckunterschied zu beiden Seiten der Hämodialysemembran ist nicht kritisch. Er hängt insbesondere von der Art der Membran (Permeabilität, mechanischer Widerstand), dem Ultrafiltrationsdurchsatz, dem Verstopfungsgrad und dem Unterschied des osmotischen Drucks zwischen dem Blut und der Dialyseflüssigkeit ab. Es ist jedoch vorteilhaft, diesen Druckunterschied zwischen vorbestimmten Grenzen zu halten, da die Überschreitung dieser Grenzen dann einen Betriebszwischenfall anzeigt. Da der Blutdruck praktisch konstant ist, begnügt man sich im allgemeinen, den Druck zu überwachen, der in dem Raum der Dialyseflüssigkeit herrscht. Dieser Druck ist im allgemeinen geringer als Atmosphärendruck (bis zu 500 mm Hg im Falle von verstopften Membranen), doch kann er auch etwas über Atmosphärendruck liegen (sehr permeable Membranen, Einstellung der Ultrafiltration auf sehr geringe Werte). Wenn man eine Hämodialyse ohne Ultrafiltration vornimmt, kompensiert der Druck in der Kammer einfach den osmotischen Druck des Bluts gegenüber dem Dialysebad, was etwa 30 mm Hg entspricht.

Die Dialyseflüssigkeit kann aus der Kammer durch jede geeignete Vorrichtung, beispielsweise eine Pumpe (Dosierpumpe oder andere Pumpe) oder eine Vorrichtung zur Erzeugung eines Unterdrucks, abgezogen werden. Im Verlaufe des Abziehens entfernt man die Gase, die zu Beginn in der Dialyseflüssigkeit oder in dem Ultrafiltrat gelöst sind oder durch die Membran diffundiert sind. Das Volumen

der entnommenen Flüssigkeit sollte daher nach der Entgasung, beispielsweise mittels einer Mensur, gemessen werden. Gewünschtenfalls kann der Betrieb durch eine Programmiervorrichtung geregelt werden, die von einem Detektor betätigt wird, der auf das Volumen oder den Durchsatz der entgasten entnommenen Flüssigkeit anspricht.

Eine erfindungsgemäße Vorrichtung zur Durchführung weist im wesentlichen einen Hämodialysator, einen Vorratsbehälter mit Dialyseflüssigkeit, eine Zirkulationspumpe, die Entnahmevorrichtung mit Mengeneinstellung und Verbindungsleitungen auf, wobei alle diese Bauteile ein konstantes Innenvolumen haben. Man kann verschiedene Zusatzeinrichtungen vorsehen, wie beispielsweise einen Thermostaten, eine Regenerierungseinrichtung für die Dialyseflüssigkeit /be-ispielsweise eine Patrone mit Adsorptionskohle, mit einem Komplex Urease/Ammoniakabsorber (Harz oder Zirkoniumphosphat), Hypochloritquelle⁷, ein Manometer mit Hoch- und Niederdruckkontakten und andere Sicherheitsvorrichtungen, wie beispielsweise Isolierschieber.

Die Verbindungsleitungen sind dickwandige Rohre wie "Vakuumleitungen".

Der Vorratsbehälter mit Dialyseflüssigkeit ist so beschaffen, dass er ohne merkliche Deformation den Unterdruck, dem er ausgesetzt sein kann, aushält, d.h. er ist mit dicken oder gerippten Wandungen ausgerüstet. Materialien, wie Glas, rostfreier Stahl und Polymere, die sterilisationsfähig sind, eignen sich für seine Herstellung.

Bei einer normalen Dialyse verbraucht man üblicherweise etwa 300 l Dialyseflüssigkeit, was eine grosse Vorrichtung erfordert.

Man bevorzugt es, kompakte Apparaturen zu verwenden, die jetzt gebaut werden, in denen die verschiedenen Regenerierungssysteme ermöglichen, mit einem geringeren Flüssigkeitsvolumen zu arbeiten, das in geschlossenem Kreis zirkuliert, wobei Ausscheidungsprodukte (z.B. Harnstoff, Harnsäure, Kreatinin) durch Systeme, wie sie zuvor angegeben sind, gebunden oder zerstört werden.

Es ist auch möglich, das Volumen der Dialyseflüssigkeit herabzusetzen, wenn man das Blut sich mit Harnstoff über die üblichen Werte beladen lässt. Es ist bekannt, dass der Mensch bis zu etwa 4 g Harnstoff je l vertragen kann, und es ist daher möglich, eine Hämodialyse nur dann durchzuführen, wenn das Blut mit beispielsweise bis zu 3 g Harnstoff je l beladen ist. Ein Volumen der Dialyseflüssigkeit von etwa 40 l (das ist das Wasservolumen eines durchschnittlichen Patienten) ermöglicht dann theoretisch, den Gehalt an Harnstoff um 50 % zu vermindern, d.h. ihn auf 1,5 g/l ohne Regenerierung zu bringen. Die so entfernte Harnstoffmenge entspricht im wesentlichen derjenigen, die in 3 Tagen gebildet wird.

Ogleich ein solches Volumen von 40 l ausreicht, um in geeigneter Weise andere Abbauprodukte aus dem Blut zu entfernen, ist es zweckmässig, in dem Kreis einen Regenerator der vorgenannten Art vorzusehen, um die Geschwindigkeit und Wirksamkeit der Hämodialyse zu erhöhen.

Die Zeichnung zeigt schematisch eine besondere Ausführungsform einer erfindungsgemässen künstlichen Niere.

Ein Hämodialysator 1 weist eine Dialysemembran 2 auf, die die Ultrafiltration des Bluts ermöglicht. Diese Membran trennt die Kammer 3, die für die Zirkulation des zu reinigenden Bluts vorgesehen ist, von der Kammer 4, die für die Dialyseflüssigkeit vorgesehen ist. Die Dialyseflüssigkeit ist in einem Kreis 5 enthalten, der ein geschlossener Kreis mit konstantem Volumen ist und insbesondere aus der Kammer 4, einem Vorratsbehälter 11 und einer Zirkulationspumpe 6 besteht, die die Dialyseflüssigkeit im Inneren des Kreises 5 gemäss einem Durchsatz umwälzt, der den normalen Bedingungen einer Hämodialyse entspricht.

Der Vorratsbehälter 11 mit einem Volumen von 40 l besteht aus rostfreiem Stahl. Er weist vorteilhafterweise an seinem oberen Teil ein transparentes Schauglas 14 auf. Eine Extraktionspumpe 8 von der Art einer Dosierpumpe saugt aus dem Kreis 5

durch ein kurzes Eintauchrohr an und stösst in ein graduiertes Gefäss 9 ein. Ein Manometer 10 zeigt zu jedem Zeitpunkt den an einer bestimmten Stelle des Kreises 5 herrschenden Unterdruck an. Es ist mit Minimum- und Maximumkontakten ausgestattet, die mit einer Alarmvorrichtung 13, beispielsweise einer Schallquelle, verbunden sind. Eine Aktivkohlepatrone 7 ist in der Rückleitung am Hämodialysator angeordnet. Temperaturregulierungseinrichtungen 12 halten die Dialyseflüssigkeit bei einem Wert von 37 bis 38°C.

Der Betrieb der Vorrichtung ist der folgende. Man führt in den Kreis 5 das geeignete Volumen an Dialyseflüssigkeit ein, die nach den üblichen Techniken (beispielsweise durch Messung der Leitfähigkeit) hergestellt und kontrolliert ist. Das Schauglas 14 ermöglicht, das Flüssigkeitsniveau zu überwachen, das möglichst nah an dem Ende des Eintauchrohrs liegen sollte. Mittels der Vorrichtung 12 bringt man die Dialyseflüssigkeit auf die gewünschte Temperatur und hält sie bei dieser.

Parallel füllt man die Kammer 1 des Hämodialysators mit physiologischem Serum, verbindet seinen Eingang mit einer Arterie des Patienten, ersetzt das Serum durch Blut und verbindet den Ausgang der Kammer mit einer Vene des Patienten.

Der Dialysekreislauf wird dann mittels der Pumpe 6 in Gang gesetzt. Die Dialyse kann dann beginnen. Die Dialyseflüssigkeit durchströmt die Aktivkohlepatrone 7, die einen Teil der Verunreinigungen bindet. Durch die Wirkung des durch die Pumpe 8 erzeugten Unterdrucks beginnt dann ihrerseits die Ultrafiltration. Die in dem Blut gelösten Gase gehen durch die Membran 2 hindurch und sammeln sich am oberen Teil des Behälters 11.

Die Pumpe 8, beispielsweise eine peristaltische Pumpe, saugt zu Beginn die Dialyseflüssigkeit oder die überschüssige vorhandene Luft zum oberen Teil des Behälters 11. Die Dialyseflüssigkeit wird so auf ein konstantes Niveau eingestellt, das dem Ende des an dem Ansaugteil der Pumpe angeordneten Eintauchrohrs entspricht. Die aus dem Vorratsbehälter abgezogene Dialyseflüssigkeit wird in

der Mensur 9 gesammelt. Man stellt die Drehzahl der Pumpe 8 so ein, dass ein Durchsatz der entgasten Dialyseflüssigkeit erhalten wird, der dem gewünschten Ultrafiltratdurchsatz gleich ist. Das Manometer 10 zeigt einfach den Unterdruck an, der in dem Kreis 5 herrscht. Wenn aus irgendeinem Grund der Wert dieses Unterdrucks von den zuvor festgelegten Grenzen abweicht, wird das Alarmsignal ausgelöst.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung weist beträchtliche Vorteile auf. Der Ultrafiltrationsdurchsatz wird bestimmt, d.h. im voraus auf die gewünschten Werte festgelegt, und kann ausserdem gesteuert und gegebenenfalls leicht zu jedem Zeitpunkt der Dialyse korrigiert werden. Dieser Durchsatz wird so unabhängig von allen Faktoren, von denen er bisher abhing, wenn man der Dialyseflüssigkeit einen Unterdruck von vorbestimmtem Wert gab. Die Beherrschung der Ultrafiltration ist ein Element, das auf dem Gebiet der Hämodialyse ausschlaggebend ist.

Ausserdem ist diese Vorrichtung sehr sicher. Das Alarmsystem, das mit dem Manometer verbunden ist, das in dem die Dialyseflüssigkeit enthaltenden Kreis angeordnet ist, zeigt sofort irgendeinen Zwischenfall an. So kann der Alarm "niedriger Druck" eine überschüssige Extraktionsmenge anzeigen und so die Membran schützen. Der Alarm "hoher Druck" kann den Bruch der Membran oder einer Leitung oder dagegen das Verschliessen einer Leitung (durch Abquetschen) zeigen. Wenn ein Zwischenfall in dem Blutkreislauf (verstopfte oder gerissene Leitung, Tensionsabfall des Patienten) eintritt und in dem Hämodialysator eine plötzliche Veränderung des Blutdrucks hervorruft, überträgt ausserdem die Flüssigkeit, die ultrafiltriert, dies insgesamt auf die Dialyseflüssigkeit und löst den Alarm aus.

Schliesslich kann die Vorrichtung beträchtlich vereinfacht werden. Insbesondere ist die üblicherweise zur Lieferung des Dialysebads und zur Überwachung der Hämodialyse verwendete Hilfseinrichtung nicht erforderlich. Die vollständige Menge an Dialyseflüssigkeit kann zuvor hergestellt werden, und die Zusam-

mensetzung der Dialyseflüssigkeit kann vor der Hämodialysebehandlung kontrolliert und gewünschtenfalls auf den Idealwert eingestellt werden. Das Leitfähigkeitsmessgerät wird daher während der Hämodialysebehandlung unnötig. Da ein Ausströmen von Blut automatisch auf den Durchsatz der abgezogenen Dialyseflüssigkeit beschränkt ist und ausserdem ein Schauglas 14 ermöglichen kann, zu jedem Zeitpunkt das Niveau der Dialyseflüssigkeit und dessen Färbung festzustellen, kann ferner das Kolorimeter durch eine visuelle Kontrolle ersetzt werden. Die Kontrollvorrichtung vereinfacht sich hauptsächlich für die Hämodialyse auf das Manometer 10, das mit seinen Alarmeinrichtungen ausgestattet ist, und für die Ultrafiltration auf die Mensur 9.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung ist speziell für die Hämodialyse interessant. Man kann es leicht für den Fall der reinen Ultrafiltration anpassen. Es genügt, die Pumpe 8 an eine nicht-deformierbare Kammer anzuschliessen, die angrenzend an die stromab gerichtete Seite der Membran eines Blutultrafilters angeordnet ist, nachdem gegebenenfalls die Kammer mit einer Flüssigkeit (Ultrafiltrat oder Flüssigkeit anderer Art) gefüllt ist, und eine Flüssigkeitsmenge abzuziehen, die dem gewünschten Ultrafiltratvolumen gleich ist.

Die folgenden Beispiele dienen zur weiteren Erläuterung der Erfindung und zeigen das Interesse derselben zur Verwertung der Membranen mit guten Ultrafiltrationseigenschaften.

Beispiel 1

Es wird auf die schematisch in der Zeichnung dargestellte Vorrichtung Bezug genommen. Der Hämodialysator 1 gehört dem in der französischen Patentschrift 1 597 874 beschriebenen Typ an. Er ist mit einer Hämodialysemembran aus regenerierter Cellulose, die im Handel unter der Handelsbezeichnung "Cuprophane" erhältlich ist, ausgestattet. Die Membran weist eine Oberfläche von $0,9 \text{ m}^2$ auf, was einen Ultrafiltrationsdurchsatz von $1,7 \text{ ml je Stunde, m}^2$ und mm Hg ermöglicht. Der Vorratsbehälter 11 ist ein Gefäss aus rostfreiem

Stahl mit einem Volumen von 40 l, das an seinem oberen Teil Schaugläser 14 aufweist. Das Manometer 10 ist mit zwei Hoch- und Niederdruckalarmeinrichtungen versehen.

Die Zirkulationspumpe 6 ist eine Zentrifugalpumpe.

Die Extraktionspumpe 8 ist eine Dosierpumpe vom peristaltischen Typ mit einem dickwandigen Rohr. Das Gefäß 9 ist eine Mensur von 5 l. Eine Patrone 7 aus Polypropylen enthält 500 g Aktivkohle. Die Vorrichtung 12 ist eine elektrische Widerstandsheizung mit 1 kW und weist einen Regler auf, der ermöglicht, die Temperatur der Dialyseflüssigkeit bei 38°C zu halten. Diese verschiedenen Bauteile sind durch dickwandige Leitungen aus Siliconelastomerem (Durchmesser: 8 - 14 mm) verbunden. Die Vorrichtung kann wie folgt verwendet werden.

Man füllt den Kreis 5 mit Dialyseflüssigkeit von der höchsten Verbindungsstelle aus gemäss der üblichen Technik. Es verbleibt am oberen Teil des Behälters 11 ein Luftvolumen von 100 cm³. Man zirkuliert die Dialyseflüssigkeit und prüft ihre Leitfähigkeit. Man verbindet den Hämodialysator mit einem Schaf von 55 kg und beginnt die Behandlung.

Man stellt die Drehzahl der Pumpe 8 auf einen Durchsatz an entgastem Ultrafiltrat von 200 cm³/h ein und prüft alle Stunde, ob die abgezogene Menge der gewünschten entspricht (erforderlichenfalls verändert man die Drehzahl der Pumpe 8 entsprechend).

Die Behandlung dauert 10 Stunden, während der der Blutdruck in dem Dialysator sich bei etwa +60 mm Hg und der Druck an der Stelle 10 bei etwa -100 mm Hg hält. Der Harnstoffgehalt des Bluts des Schafes wird von 2,5 g/l auf 1,35 g/l gebracht. Die Gehalte an Kreatinin und Harnsäure in der Dialyseflüssigkeit sind nach Führen über Aktivkohle praktisch null. Ausserdem hat man dem Schaf 2 l Flüssigkeit durch Ultrafiltration entzogen.

Beispiel 2

BAD ORIGINAL

Man verwendet die gleiche Vorrichtung wie in Beispiel 1, in der

309829/0749

man die "Cuprophane"-Membran durch eine Membran aus Acrylnitril-Methallylsulfonat-Copolymerem mit 89,5 % Acrylnitril, das einer wässrigen Wärmebehandlung bei 90°C mit einer Reckung von 180 % unterzogen wurde, ersetzt hat. Diese letztere Membran ermöglicht einen 6-mal höheren Ultrafiltrationsdurchsatz als die vorhergehende bei im übrigen gleichen Bedingungen.

Man führt einen Versuch unter Bedingungen durch, die alle mit den im Beispiel 1 beschriebenen vergleichbar sind. Insbesondere hat die Extraktionspumpe 8 die gleiche Drehzahl, um die Extraktion eines gleichen Ultrafiltratvolumens zu erhalten. Der Druck an der Stelle 10 hält sich bei etwa +10 mm Hg.

Beispiel 3

Man verwendet die gleiche Vorrichtung wie in Beispiel 2, setzt jedoch die Pumpe 8 nicht in Betrieb, sondern verwendet sie nur zum Abziehen des geringen Volumens des während der Dialyse freigesetzten Gases.

Nach 10-stündiger Behandlung ist die Reinigung des Bluts ebenso zufriedenstellend wie in Beispiel 2, doch hat das Schaf nicht an Gewicht verloren.

Während des Arbeitsgangs zeigte das Manometer 10 einen Druck von etwa +30 mm Hg an.

BAD ORIGINAL

12/10/ka
(2/2/1)

2.3.1973
2259787

Betrifft: Patentanmeldung P 22 59 787.1
Rhône-Poulenc S.A. - SC 3997

- 11 -

P a t e n t a n s p r ü c h e

eingegangen am 5.3.73
/3

1. Künstliche Niere mit Membran zur genauen Einstellung des Ultrafiltratdurchsatzes mit einer geschlossenen ersten Kammer zum Blutdurchsatz, die von einer zweiten Kammer durch eine Membran getrennt ist, dadurch gekennzeichnet, daß die zweite Kammer den Teil eines geschlossenen Kreises mit konstantem Volumen in Verbindung mit einer Extraktionspumpe und Einrichtungen zur Steuerung des Durchsatzes des flüssigen Extraktes des Kreises bildet.
2. Künstliche Niere nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Kreis mit einem Manometer verbunden ist, das die Kontrolle des Drucks der Dialyseflüssigkeit zwischen zwei vorbestimmten festen Werten unterhalb des Blutdrucks gegen die Membran ermöglicht.
3. Künstliche Niere nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch:
 - a) einen Hämodialysator (1), der eine Membran (2) aufweist und gleichzeitig eine Dialyse und eine Ultrafiltration von Blut ermöglicht,
 - b) eine Kammer (5) mit konstantem Volumen, deren eine Wandung aus der Membran (2) besteht und die die Dialyseflüssigkeit enthält, und
 - c) eine Extraktionseinrichtung (8) für die Dialyseflüssigkeit außerhalb dieser Kammer mit vorbestimmten Durchsätzen.
4. Künstliche Niere nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß
 - a) der die Dialyseflüssigkeit enthaltende Kreis (5) aus einem Leitungssystem besteht, das mit einer Zirkulationspumpe (6) Einrichtungen (12) zum Erhitzen und zur Temperaturregulierung und einem Manometer (10) ausgerüstet ist, das zwei Kontakte aufweist, von denen der eine auf ein Minimum und der andere

BAD ORIGINAL

309829/0749

auf ein Maximum anspricht und die mit einer Alarmvorrichtung (13) und/oder Sicherheitseinrichtungen verbunden sind,

- b) die Abzugseinrichtung für die Dialyseflüssigkeit aus inner Pumpe (8) besteht, die mit Einstelleinrichtungen für den Durchsatz der aus dem Kreis abgezogenen entgasten Flüssigkeit verbunden ist.

5. Künstliche Niere nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Leitungssystem außerdem eine Regenerator (7) für das Dialysebad aufweist.

BAD ORIGINAL

309829/0749

